

BEST AVAILABLE COPY

①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND

⑫ Offenlegungsschrift
⑪ DE 3831278 A1

⑤1 Int. Cl. 4:
A61 B 19/00
A 61 B 5/05
A 61 B 6/03



DEUTSCHES
PATENTAMT

②1 Aktenzeichen: P 38 31 278.6
②2 Anmeldetag: 14. 9. 88
④3 Offenlegungstag: 23. 3. 89

Behördenelgentum

DE 3831278 A1

③0 Unionspriorität: ③2 ③3 ③1
14.09.87 JP 228605/87

⑦1 Anmelder:
Kabushiki Kaisha Toshiba, Kawasaki, Kanagawa, JP

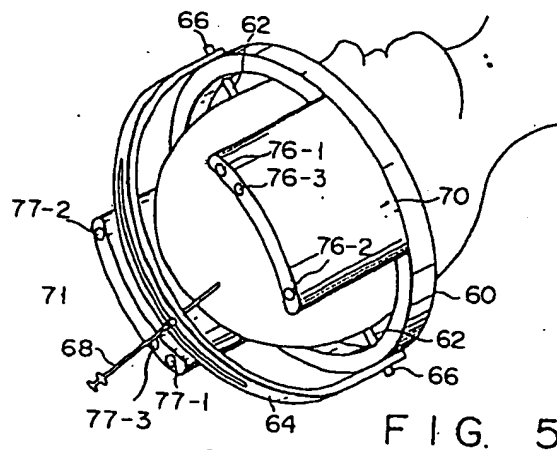
⑦4 Vertreter:
Kramer, R., Dipl.-Ing.; Weser, W., Dipl.-Phys.
Dr.rer.nat.; Hoffmann, E., Dipl.-Ing., 8000 München;
Blumbach, P., Dipl.-Ing.; Zwirner, G., Dipl.-Ing.
Dipl.-Wirtsch.-Ing., Pat.-Anwälte, 6200 Wiesbaden

⑦2 Erfinder:
Nambu, Kyojiro, Tochigi, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Stereotaktisches Gerät

Ein stereotaktisches Gerät enthält einen am Kopf eines Patienten zu befestigenden Rahmen (60), an welchem eine Markierungseinrichtung (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) befestigt ist. Der Rahmen weist ein Rahmen-Koordinatensystem (s, y, z) auf, in welchem Kopf und Markierungseinrichtung liegen. Die Markierungseinrichtung wird zusammen mit dem Kopf durch eine schichtbildgebende Einrichtung (z. B. durch ein Kernspinresonanz-Gerät) tomographisch aufgenommen und als Markierungsbild zusammen mit dem Schichtbild des Kopfs dargestellt. Auf der Grundlage des dargestellten Markierungsbildes wird das Koordinatensystem (x, y, z) derart rekonstruiert, daß Koordinaten des chirurgischen Ziels auf der Grundlage des rekonstruierten Koordinatensystems berechnet werden. Die Markierungseinrichtung befindet sich auf einer imaginären gekrümmten Fläche (78) konkaver Form bezüglich des Kopfes und ist an dem Rahmen (60) angeordnet. Damit nimmt die Markierungseinrichtung Winkelstellungen ein, aufgrund derer sämtliche Abschnitte der Markierungseinrichtung von einer Magnetfeldmitte gleichen Abstand haben. Dadurch läßt sich die Markierungseinrichtung vergleichsweise nahe bei der Mitte anordnen. Da die Ungleichförmigkeit der Magnetfeldintensität in der Nähe der Mitte minimal ist, wird eine Verzerrung des Markierungsbildes unterdrückt und somit die Positionsabweichung des Markierungsbildes herabgesetzt. Demzufolge läßt sich das Koordinatensystem auf dem Bild exakt rekonstruieren und lassen...



DE 3831278 A1

OS 38 31 278

1

Patentansprüche

1. Stereotaktisches Gerät, das Gebrauch macht von einer schichtbildgebenden Einrichtung zum Photographieren eines bestimmten Abschnitts eines Patienten und zum Anzeigen eines Schichtbildes des Abschnitts, um damit auf der Grundlage des Schichtbildes ein chirurgisches Ziel in dem bestimmten Abschnitt zu kennzeichnen, umfassend: eine Rahmenanordnung (60) mit einem Rahmen-Koordinatensystem (x, y, z), welche in dem bestimmten Abschnitt fixiert ist, so daß dieser sich innerhalb des Rahmen-Koordinatensystems befindet; und eine Einrichtung zum Berechnen von Koordinaten des chirurgischen Ziels in dem Rahmen-Koordinatensystem (x, y, z), ausgestattet mit einer Markierungseinrichtung (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3), die an der Rahmenanordnung (60) derart fixiert ist, daß sie dem bestimmten Abschnitt benachbart ist und sich innerhalb des Rahmen-Koordinatensystems befindet, wobei die Markierungseinrichtung (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) zusammen mit dem vorbestimmten Abschnitt durch die bildgebende Einrichtung tomographisch aufgenommen und als Markierungsbild zusammen mit dem Schichtbild des vorbestimmten Abschnitts dargestellt wird, wodurch das Rahmen-Koordinatensystem (x, y, z) auf der Grundlage des dargestellten Markierungsbildes rekonstruiert wird, so daß das Schichtbild des bestimmten Abschnitts sich innerhalb des rekonstruierten Rahmen-Koordinatensystems (x, y, z) befindet und Koordinaten des chirurgischen Ziels auf der Grundlage des rekonstruierten Rahmen-Koordinatensystems (x, y, z) berechnet werden, dadurch gekennzeichnet, daß die Rahmenanordnung (60) eine imaginäre gekrümmte Fläche (78) mit zu dem bestimmten Abschnitt konkaver Form aufweist, und daß die Markierungseinrichtung (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) sich auf der imaginären gekrümmten Fläche (78) befindet.
2. Gerät nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch ein Operationswerkzeug (64, 68), das an der Rahmenanordnung (60) befestigt ist und zum Operieren des chirurgischen Ziels dient, dessen Koordinaten in dem Rahmen-Koordinatensystem (x, y, z) ermittelt werden.
3. Gerät nach Anspruch 1, bei dem die Markierungseinrichtung (76-1, 76-2, 77-1, 77-2) sich linear erstreckende Stäbe auf der imaginären gekrümmten Fläche enthält.
4. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Markierungseinrichtung (76-3, 77-3) sich spiralförmig erstreckende Stäbe auf der imaginären gekrümmten Fläche enthält.
5. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die imaginäre gekrümmte Fläche (78) eine Achse (79) und einen im wesentlichen vorbestimmten Radius von der Achse (79) aufweist, und daß die Markierungseinrichtung (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) sich an einer solchen Winkelposition befindet, daß sämtliche Abschnitte der Markierungseinrichtung von der Achse (79) gleichen Abstand haben.
6. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Berechnungseinrichtung zur Aufnahme der Markierungseinrichtung eine Aufnahmelehre (70, 71) enthält.
7. Gerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet,

2

- daß die Berechnungseinrichtung mehrere Aufnahmelehren (70, 71) enthält.
8. Gerät nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Aufnahmelehren (70, 71) zwei symmetrische Aufnahmelehren sind.
9. Gerät nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die imaginäre gekrümmte Fläche (78) eine Achse und einen im wesentlichen vorbestimmten Radius von der Achse (79) aufweist, und daß die Berechnungseinrichtung drei Aufnahmelehren (81, 82, 83) enthält, die in Umfangsrichtung um die Achse herum angeordnet sind.
10. Gerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Aufnahmelehren (70, 71) zwei Markierungseinrichtungen (76-1, 76-2, 77-1, 77-2) aus parallelen gestreckten Stangen aufnehmen, die sich auf der imaginären gekrümmten Fläche (78) erstrecken, sowie eine Markierungseinrichtung (76-3, 77-3) in Form einer spiralförmigen Stange aufnehmen, die sich entlang der imaginären gekrümmten Fläche (78) erstrecken.
11. Gerät nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die schichtbildgebende Einrichtung eine Kernspinresonanzeinrichtung zur Aufnahme des bestimmten Abschnitts des Patienten auf der Grundlage des Kernspinresonanz-Phänomens ist.
12. Gerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die imaginäre gekrümmte Fläche (78) eine Achse (79) und einen im wesentlichen vorbestimmten Radius von der Achse (79) aufweist, und daß die Markierungseinrichtung (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) sich an einer solchen Winkelposition befindet, daß sämtliche Abschnitte der Markierungseinrichtung von der Achse gleichen Abstand haben.
13. Gerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Berechnungseinrichtung eine Aufnahmelehre (70, 71) enthält, die zur Aufnahme der Markierungseinrichtung an der Rahmenanordnung fixiert ist, daß die Aufnahmelehre (70, 71) mit einem Füller (74) zum Fixieren der Markierungseinrichtung in der Aufnahmelehre ausgestattet ist, und daß die Markierungseinrichtung (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) aus einem Material gebildet ist, die eine starke Erzeugung eines magnetischen Resonanzsignals gestattet, während der Füller (74) aus einem Material besteht, welches die Erzeugung eines magnetischen Resonanzsignals verhindert.
14. Gerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Berechnungseinrichtung eine Aufnahmelehre (70, 71) enthält, die zur Aufnahme der Markierungseinrichtung (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) an der Rahmenanordnung befestigt ist, daß die Aufnahmelehre mit einem Füller (74) zum Fixieren der Markierungseinrichtung in der Aufnahmelehre ausgestattet ist, und daß die Markierungseinrichtung (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) aus einem Material besteht, welches die Erzeugung eines magnetischen Resonanzsignals gestattet, während der Füller (74) aus einem Material besteht, das die starke Erzeugung eines magnetischen Resonanzsignals gestattet.
15. Gerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die schichtbildgebende Einrichtung eine Einrichtung für die CT-Abtastung des bestimmten Abschnitts des Patienten mit Strahlung enthält.
16. Stereotaktisches Gerät, welches von einem bestimmten Abschnitt eines Patienten eine Schicht-

OS 38 31 278

3

bildaufnahme zum Kennzeichnen eines chirurgischen Ziels auf der Grundlage des Schichtbildes erzeugt, umfassend:

eine Rahmenanordnung (60) mit einem Rahmen-Koordinatensystem (x, y, z) , die an dem vorbestimmten Abschnitt befestigt ist, so daß dieser sich innerhalb des Rahmen-Koordinatensystems (x, y, z) befindet;

eine Markierungseinrichtung, die an der Rahmenanordnung (60) derart befestigt ist, daß sie dem bestimmten Abschnitt benachbart ist und sich innerhalb des Rahmen-Koordinatensystems (x, y, z) befindet, und die zusammen mit dem Schichtbild des bestimmten Abschnitts in Form von Markierungsbildern (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) angezeigt wird;

eine schichtbildgebende Einrichtung für die tomographische Abbildung der Markierungseinrichtung zusammen mit dem bestimmten Abschnitt und zur Ausgabe in Form eines Bildsignals; und

eine Einrichtung zum Darstellen des Markierungsbildes (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) zusammen mit dem Tomographiebild des bestimmten Abschnitts auf der Grundlage des Bildsignals, wodurch das Rahmen-Koordinatensystem auf der Grundlage des dargestellten Markierungsbildes rekonstruiert wird, so daß sich das Tomographiebild des bestimmten Abschnitts innerhalb des Rahmen-Koordinatensystems befindet und die Koordinaten des chirurgischen Ziels auf der Grundlage des rekonstruierten Rahmen-Koordinatensystems (x, y, z) berechnet werden,

dadurch gekennzeichnet, daß die Rahmenanordnung (60) eine imaginäre gekrümmte Fläche (78) mit einer bezüglich des bestimmten Abschnitts konkaven Form enthält, und daß die Markierungseinrichtung (76-1 bis 76-3, 77-1 bis 77-3) sich auf der imaginären gekrümmten Fläche (78) befindet.

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein stereotaktisches Gerät zum Kennzeichnen der Lage eines für eine chirurgische Operation interessierenden Bereichs bei der Stereotaxie auf der Grundlage eines Schichtbildes (Tomographiebildes) eines bestimmten Abschnitts eines Patienten, welches mit Hilfe einer schichtbildgebenden Einrichtung erhalten wird.

Stereotaxie (stereotaktische Operation) nennt man einen chirurgischen Eingriff zum Entfernen, Zerstören oder Ausleiten eines kranken Abschnitts, zum Beispiel eines Gehirntumors. Solche Operationen werden in neurochirurgischen Kliniken durchgeführt. Die Lage eines kranken Bereichs (das heißt eines chirurgischen Ziels) innerhalb eines Gehirns wird berechnet in Form von dreidimensionalen Koordinaten auf der Grundlage eines durch Tomographie erhaltenen Schichtbildes. Zum Beispiel wird in den kranken Bereich eine Sonde eingeführt, um den Bereich zu zerstören.

Fig. 1 und 2 zeigen ein Beispiel für ein herkömmliches stereotaktisches Gerät. Das Gerät enthält einen am Kopf eines Patienten befestigten Rahmen 1, an welchem zwei Aufnahmelehren 2 befestigt sind. Markierungseinrichtungen 3 (3-1, 3-2 und 3-3) sind in jeder Aufnahmelehre 2 angeordnet, und sie werden als Markierungsbilder zusammen mit einem Schichtbild des Kopfs dargestellt. An dem Rahmen 1 ist ein Operationswerkzeug befestigt, bestehend aus einer Sonde 4 und einem zu

4

deren Positionierung dienenden Bogen 5.

Das Gerät besitzt ein an dem Rahmen 1 definiertes Rahmen-Koordinatensystem (x, y, z) . Der Chirurg führt die Sonde 4 auf der Grundlage der Koordinaten (x_0, y_0, z_0) des chirurgischen oder Operationsziels T des Rahmen-Koordinatensystems in das Ziel T ein. Beispielsweise ist der Ursprung I_0 des Rahmen-Koordinatensystems definiert als Schnittpunkt einer die Markierelemente 3-1 beider Aufnahmelehren 2 verbindenden Linie und einer die Markierelemente 3-2 beider Aufnahmelehren 2 verbindenden Linie. Die x -, y - und z -Achsen sind in der in Fig. 1 und 2 dargestellten Weise definiert.

Ein Tomographiebild (ein Schichtbild senkrecht zur z -Achse) des Kopfs erhält man durch die schichtbildgebende Einrichtung, und das Tomographiebild wird in der beispielsweise in Fig. 3 dargestellten Weise angezeigt. Dieses Bild besitzt ein Bild-Koordinatensystem (X, Y, Z) . Die Koordinaten (X_0, Y_0, Z_0) des Operationsziels T innerhalb dieses Bild-Koordinatensystems lassen sich aus dem Bild ermitteln. Allerdings stimmt das Bild-Koordinatensystem nicht mit dem Rahmen-Koordinatensystem überein, so daß die Entsprechung zwischen Bild-Koordinatensystem und Rahmen-Koordinatensystem erst hergestellt werden muß. Dazu muß das Rahmen-Koordinatensystem auf dem Bild definiert werden. Hierzu werden die Markierelemente 3 in den Aufnahmelehren 2 verwendet.

Die Markierelemente 3 werden zusammen mit dem Kopf tomographisch abgebildet und als Markierbilder 3 zusammen mit einem Tomographiebild des Kopfs dargestellt. Die Lagebeziehung zwischen dem Tomographiebild des Kopfs und den Markierungsbildern ist die gleiche wie die zwischen Kopf und Markierelementen. Aus diesem Grund wird das Rahmen-Koordinatensystem (x, y) auf dem Bild rekonstruiert (die Rekonstruktion entlang der z -Achse wird weiter unten erläutert), was auf der Grundlage der Markierungsbilder 3 erfolgt, und zwar mit Hilfe der gleichen Prozeduren, wie sie beim Einstellen des Rahmen-Koordinatensystems durchgeführt werden.

Deshalb werden die Koordinaten (x_0, y_0) des Operationsziels T berechnet durch Messung mit einer Skala auf der Grundlage des rekonstruierten Rahmen-Koordinatensystems. Der Chirurg kann auf der Grundlage der berechneten Koordinaten die Sonde 4 in das Operationsziel T einführen.

Als schichtbilderzeugende Einrichtung wird ein Kernspinresonanzgerät verwendet. Ein Punkt mit Null-Intensitäten von X -, Y - und Z -Achsen-Gradientenfeldern wird als die Mitte des Magnetfeldes definiert. Wie in Fig. 3 gezeigt ist, wird (Gradientenfeld-Koordinatensystem) = (Bild-Koordinatensystem) = (X, Y, Z) festgelegt.

Ungleichförmige Intensitätsverteilungen des statischen Feldes und der Gradientenfelder ergeben sich an von der Mitte des Magnetfeldes entfernt liegenden Stellen. Die Intensität des statischen Feldes muß gleichförmig sein, ist tatsächlich aber ungleichförmig. Die Intensität jedes Gradientenfeldes muß eine lineare Kennlinie haben, d. h. muß proportional zur Lage der entsprechenden Gradientenfeld-Achse sein, ist tatsächlich jedoch verzerrt. Aus diesen Gründen hat die Intensität des Magnetfeldes (d. h. Intensität des statischen Feldes + Intensität jedes Gradientenfeldes) keine lineare Kennlinie, d. h. ist nicht proportional zur Lage der jeweiligen Gradientenfeld-Achse, und ist verzerrt. Als Folge davon ist das rekonstruierte Bild verzerrt und weicht häufig von der Position ab, an der das Bild theoretisch dargestellt

werden müßte.

Das Ausmaß der Ungleichförmigkeit der Intensitätsverteilung des Magnetfeldes nimmt weit ab von der Mitte des Magnetfeldes zu. Bei einem herkömmlichen stereotaktischen Gerät ist die Aufnahmelehre 2 gemäß Fig. 1 flach ausgebildet, das heißt: die Markierelemente 3 befinden sich auf oder in einer flachen imaginären Ebene. Aus diesem Grund unterscheiden sich, wie aus Fig. 3 hervorgeht, die Abstände zwischen der Mitte des Magnetfeldes und den Markierungsbildern 3-1, 3-2 und 3-3 voneinander. Ein von der Mitte des Magnetfeldes relativ weit entferntes Markierungsbild ist stärker verzerrt als ein näher an der Mitte des Magnetfeldes befindliches Markierungsbild und wird mit einem größeren Positionsfehler dargestellt. Es ergeben sich also Positionsfehler des Markierungsbildes.

Das Ausmaß der Ungleichförmigkeit ist proportional zur vierten bis fünften Potenz des Radius bezüglich der Mitte des Magnetfeldes. Verzerrungen der zwei Markierungsbilder 3-1 und 3-3 rechts in Fig. 3 zeigen im Vergleich: Wenn der Abstand zwischen dem Markierungsbild 3-3 und der Mitte des Magnetfeldes r beträgt und der Abstand zwischen dem Markierungsbild 3-1 und der Mitte des Magnetfeldes $\sqrt{2}r$ beträgt (ein durch das Markierungsbild 3-3, die Mitte des Magnetfeldes und das Markierungsbild 3-1 definierter Winkel beträgt 45°), ist also das Markierungsbild 3-1 bezüglich des Markierungsbildes 3-3 um das $(\sqrt{2})^n$ -fache verzerrt ($n = 4$ bis 5). Demzufolge beträgt der Positionsfehler des Markierungsbildes 3-1 das $(\sqrt{2})^n$ -fache dessen des Markierungsbildes 3-3. Das Markierungsbild 3-1 weicht zum Beispiel in der in Fig. 3 durch eine gestrichelte Linie angedeuteten Weise ab.

Der Positionsfehler des Markierungsbildes ermöglicht keine exakte Rekonstruktion des Rahmen-Koordinatensystems. Die Koordinaten des Operationsziels innerhalb des Rahmen-Koordinatensystems lassen sich häufig nicht exakt berechnen.

Wenn als schichtbildgebende Einrichtung ein Röntgenstrahl-CT-Gerät verwendet wird, ergibt sich folgendes Problem: Ein Bild wird aufgrund konstruktiver Beschränkungen auf einem kreisrunden Anzeigeschirm des Röntgenstrahl-CT-Geräts dargestellt. Ferner ist das Tomographiebild ein vergrößertes oder verkleinertes Bild.

Um das Tomographiebild präzise darzustellen, wird es vorzugsweise als möglichst vergrößertes Bild dargestellt. Um das Rahmen-Koordinatensystem zu rekonstruieren, müssen auf dem Bildschirm Markierungsbilder angezeigt werden, weshalb eine Vergrößerung derart voreingestellt wird, daß die Markierungsbilder 3 in der Nähe der Umfangskante des Anzeigeschirms erscheinen, wie in Fig. 11 gezeigt ist.

Bei dem herkömmlichen stereotaktischen Gerät jedoch befinden sich die Markierungselemente in einer flachen imaginären Ebene. Aus diesem Grund muß Platz für die Markierungsbilder 3 in ausreichendem Maß zwischen dem Tomographiebild des Kopfs und der Umfangskante des Anzeigeschirms verbleiben. Die Vergrößerung des Bildes wird dadurch unvermeidlich klein. Das Tomographiebild des Kopfs und die Markierungsbilder werden auf dem Anzeigeschirm in nur relativ geringer Größe dargestellt. Damit leidet die Genauigkeit des Tomographiebildes des Kopfs. Ferner werden die Markierungsbilder nur in relativ geringer Größe angezeigt. Die Markierungsbilder auf dem Anzeigeschirm lassen sich möglicherweise nicht genau ablesen. Als Folge davon läßt sich das Rahmen-Koordinatensystem nicht genau ermitteln.

stem nicht genau ermitteln.

Hauptaufgabe der Erfindung ist die Schaffung eines stereotaktischen Geräts, bei dem eine genaue Rekonstruktion eines Rahmen-Koordinatensystems auf einem Bild und mithin eine exakte Berechnung der Koordinaten eines Operationsziels möglich ist. Positionsfehler von Markierungsbildern sollen durch Unterdrückung der Verzerrung der Markierungsbilder unterdrückt werden, wenn ein Tomographiebild mit einem Kernspinresonanz-Gerät erhalten wird. Ein Tomographiebild soll exakt dargestellt werden, wenn das Tomographiebild von einem Röntgenstrahl-CT-Gerät aufgenommen wird.

Diese Aufgabe wird durch die in den Ansprüchen angegebene Erfindung gelöst, wobei in den abhängigen Ansprüchen vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung angegeben sind. Erfindungsgemäß befindet sich die Markierungseinrichtung bzw. befinden sich die Markierelemente in einer imaginären gekrümmten Fläche, die bezüglich eines bestimmten Bereichs eines Patienten konkav geformt ist. Wenn daher das Tomographiebild mit Hilfe eines Kernspinresonanz-Geräts erhalten wird, befinden sich die Markierelemente an Winkelpositionen, die sämtlich von der Mitte des Magnetfeldes gleichen Abstand haben. Im Vergleich zu der herkömmlichen Einrichtung, bei der sich die Markierelemente in einer flachen imaginären Ebene befinden, haben die Markierelemente also einen geringeren Abstand zur Mitte des Magnetfeldes. Da die Ungleichförmigkeit der Intensität des Magnetfeldes in geringerer Nähe zur Mitte des Magnetfeldes jedoch minimiert ist, wird die Markierungsbild-Verzerrung stärker unterdrückt als bei dem herkömmlichen stereotaktischen Gerät, so daß die Positionsfehler des Markierungsbildes verkleinert werden. Demzufolge läßt sich das Rahmen-Koordinatensystem auf der Abbildung genau rekonstruieren, so daß die Koordinaten des Operationsziels genau berechnet werden können.

Wird das Tomographiebild von einem Röntgenstrahl-CT-Gerät erhalten, wie in Fig. 13 dargestellt ist, muß im Gegensatz zu dem herkömmlichen Gerät der Abstand der Markierungselemente nicht in so großem Maß zwischen Tomographiebild und Umfangskante des Anzeigeschirms bereitgestellt werden. Deshalb läßt sich eine stärkere Vergrößerung wählen als bei dem herkömmlichen Gerät. Demzufolge kann ein großflächiges Tomographiebild angezeigt werden, und die Positionen der abgebildeten Markierungen lassen sich leicht ablesen. Demzufolge läßt sich das Rahmen-Koordinatensystem genau rekonstruieren, und mithin können die Koordinaten des Operationsziels genau berechnet werden.

Im folgenden werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand der Zeichnung näher erläutert: Es zeigen:

Fig. 1 und 2 herkömmliche stereotaktische Geräte, wobei Fig. 1 eine Vorderansicht des Geräts und Fig. 2 eine Seitenansicht des Geräts ist;

Fig. 3 eine Ansicht eines ein tomographisches Bild eines Kopfs und Markierungsbilder enthaltenden Bildes (Stand der Technik);

Fig. 4 eine Ansicht eines bildgebenden Kernspinresonanz-Geräts;

Fig. 5 eine perspektivische Ansicht einer ersten Ausführungsform eines erfindungsgemäßen stereotaktischen Geräts;

Fig. 6 eine perspektivische Ansicht von Aufnahmelehren, die in dem stereotaktischen Gerät nach Fig. 5 angeordnet sind;

Fig. 7 eine Vorderansicht des stereotaktischen Geräts nach Fig. 5;

Fig. 8 eine Ansicht eines Bildes, welches ein Tomographiebild eines Kopfs und Markierungsbilder enthält, beide mit Hilfe eines Kernspinresonanz-Geräts erhalten;

Fig. 9A und 9B Ansichten von drei Aufnahmelehren;

Fig. 10 eine Ansicht einer Anordnung eines Röntgenstrahl-CT-Geräts; und

Fig. 11 und 12 Bilder, die mit Hilfe des Röntgenstrahl-CT-Geräts erhalten wurden, wobei Fig. 11 das Bild auf der Grundlage der herkömmlichen Methode und Fig. 12 das Bild auf der Grundlage der vorliegenden Erfindung darstellt.

Fig. 4 bis 8 zeigen eine Ausführungsform eines stereotaktischen Geräts in Verbindung mit einem bildgebenden Kernspinresonanz-Gerät.

Wie aus Fig. 4 hervorgeht, enthält das Kernspinresonanz-Gerät ein Paar Spulen 32 zum Erzeugen eines statischen gleichförmigen Magnetfeldes. Eine Spule 34 zur Erzeugung eines X-Achsen-Gradientenfeldes, eine Spule 36 zur Erzeugung eines Y-Achsen-Gradientenfeldes und eine Spule 38 zur Erzeugung eines Z-Achsen-Gradientenfeldes sind im Inneren des Paares von Spulen 32 für die Erzeugung des statischen Magnetfeldes angeordnet. Die Spulen 32 für das statische Magnetfeld sind an eine Steuerung für das statische Feld, 40, angeschlossen. Die X-Achsen-Spule 34, die Y-Achsen-Spule 36 und die Z-Achsen-Spule 38 sind an Gradientenfeld-Energiequellen 42, 44 bzw. 46 angeschlossen. Als Mitte des Magnetfeldes ist ein Punkt mit null Intensitäten für die X-, Y- und Z-Achsen-Gradientenfelder definiert.

Das Kernspinresonanz-Gerät enthält eine Sender-/Empfänger-Spule 48, mit der ein Signal zum Erzeugen eines magnetischen Drehfeldes gesendet und ein induziertes Kernspinresonanz-Signal erfaßt wird. Die Spule 48 ist an einen Sender 50 angeschlossen, von dem ein Sendesignal geliefert wird, und ist an einen Empfänger 52 für den Empfang eines Detektorsignals angeschlossen. Die Energiequellen 42, 44 und 46 für das X-, Y- bzw. Z-Achsen-Gradientenfeld, der Sender 50 und der Empfänger 52 sind an eine Ablaufsteuerung 54 angeschlossen und werden von dieser mit einer gewünschten Impulsfolge angesteuert. Die Ablaufsteuerung 54 und der Empfänger 52 sind zur Steuerung des Gesamtbetriebs des Systems und zur Signalverarbeitung an ein Computersystem 56 angeschlossen. Dieses Computersystem 56 ist zur Darstellung eines Tomographiebildes an eine Anzeige 58 angeschlossen.

Der Kopf eines Patienten wird in ein gleichförmiges statisches Feld eingebracht, welches von den Spulen 32 für das statische Magnetfeld erzeugt wird. In diesem Zustand werden von den Spulen 34, 36 und 38 erzeugte X-, Y- und Z-Achsen-Gradientenfelder dem statischen Feld überlagert. Gleichzeitig wird ein Sender 50 durch die Ablaufsteuerung 54 von einer Impulsfolge angesteuert. Beispielsweise bilden 90°- und 180°-Impulse ein magnetisches Drehfeld mit Hilfe der Sender-/Empfänger-Spule 48, mit welchem der Kopf des Patienten beaufschlagt wird. Im Gehirn des Patienten wird ein Kernspinresonanz-Signal erzeugt. Das induzierte Kernspinresonanz-Signal wird von der Sender-/Empfänger-Spule 48 erfaßt, und das erfaßte Signal wird von dem Computersystem 56 übernommen. Die Bildreproduktion erfolgt mit Hilfe des Computersystems 56. Dazu wird das Detektorsignal einer Fourier-Transformation unterzogen, um Bildinformation von einer Schicht des Patienten zu gewinnen. Diese Bildinformation wird in ein Videosignal umgesetzt, und auf der Anzeige 58 wird ein Tomographiebild (Schichtbild oder Schnittbild) dargestellt.

Wie in Fig. 5 gezeigt ist, besitzt das stereotaktische Gerät einen ringförmigen Rahmen 60 aus nicht magnetischem Material. Der Rahmen 60 ist mit mehreren Stiften 62 an dem Kopf des Patienten fixiert. Die Stifte 62 sind in dem Rahmen 60 beispielsweise durch Gewinde gehalten. Die fernen Enden der Stifte 62 schlagen gegen am Schädel ausgebildete Vertiefungen 63 an (Fig. 7). Selbst wenn sich der Patient während der Operation bewegt, wird der Rahmen 60 nicht von dem Kopf entfernt.

Ein Operationswerkzeug besteht aus einer Sonde 68 und einem halbkreisförmigen Bogenelement 64 zum Positionieren der Sonde 68, montiert an dem ringförmigen Rahmen 60. Das Bogenelement 64 ist schwenkbar auf Achsstummeln 66 montiert. Die Sonde 68 ist in eine in dem Bogenelement 64 ausgebildete Nut eingesetzt. Das Bogenelement 64 wird verschwenkt, die Sonde 68 wird über dem chirurgischen Ziel positioniert, und die Sonde wird in das chirurgische Ziel eingeführt.

An dem Rahmen 60 sind Aufnahmelehren 70 und 71 montiert. Wie in Fig. 6 gezeigt ist, umfassen die Aufnahmelehren 70 und 71 Taschen oder Fächer 72, in denen Markierelemente 76 (76-1, 76-2 und 76-3) und 77 (77-1, 77-2 und 77-3) angeordnet sind, die beispielsweise aus Glas bestehen, welches nicht die Erzeugung von Kernspinresonanz-Signalen gestattet, sowie Füller (z.B. Öl und Fette) 74, die in die Taschen 72 eingefüllt sind und eine starke Erzeugung von Kernspinresonanz-Signalen gestatten. Die Markierelemente können aus einem Material bestehen, das eine starke Erzeugung des Kernspinresonanz-Signals gestattet. In diesem Fall besteht aber der Füller 64 aus einem Material, welches keine Erzeugung eines Kernspinresonanz-Signals ermöglicht. In anderen Worten. Entweder die Markierelemente oder die Füller dienen zum Erzeugen des Kernspinresonanz-Signals.

Die Aufnahmelehren 70 und 71 sind so ausgebildet, daß sie zur Kopfseite hin konkav sind, wie aus Fig. 6 hervorgeht. Insbesondere befinden sich die Markierelemente 76 und 77 auf einer imaginären gekrümmten Fläche mit zur Kopfseite hin konkaver Form. Die gekrümmte imaginäre Fläche 78 besitzt bezüglich der sich in Z-Richtung des Gradientenfeldes erstreckenden Achse 79 einen vorbestimmten Radius. Die Markierelemente 76-1, 76-2, 77-1 und 77-2 verlaufen parallel zueinander, während weitere Markierelemente 76-3 und 77-3 entlang der imaginären gekrümmten Fläche 78 spiralförmig verlaufen.

Im folgenden wird ein Verfahren zum Berechnen der Koordinaten eines Operationsziels beschrieben.

Wie in Fig. 7 gezeigt ist, besitzt das stereotaktische Gerät ein Rahmen-Koordinatensystem (x, y, z), welches an dem Rahmen 60 definiert ist. Ein Chirurg führt die Sonde 68 in das Operationsziel ein auf der Grundlage der Koordinaten (x_0, y_0, z_0) des in dem Rahmen-Koordinatensystem definierten Ziels. Das Rahmen-Koordinatensystem ist in der in Fig. 7 veranschaulichten Weise definiert. Ein Schnittpunkt zwischen einer Linie, die das Markierelement 76-1 und das Markierelement 77-1 verbindet, und einer Linie, die das Markierelement 76-2 und das Markierelement 77-2 verbindet, ist als Ursprung I_0 des Rahmen-Koordinatensystems definiert. Die x-Achse erstreckt sich vom Ursprung I_0 zur Kopfseite hin. Die y-Achse erstreckt sich vom Ursprung I_0 in Richtung des Gesichtes des Patienten. Die z-Achse ist die Körperachse des Patienten vom Ursprung I_0 aus.

Wie in Fig. 8 gezeigt ist, wird mit Hilfe des Kernspinresonanz-Geräts eine Schichtaufnahme des Kopfs auf-

genommen und als Bild dargestellt. Dieses Bild besitzt ein Bild-Koordinatensystem (= Gradientenfeld-Koordinatensystem) (X, Y, Z). Aus diesem Grund werden die Koordinaten (X_0, Y_0, Z_0) des Operationsziels T in dem Bild-Koordinatensystem auf der Grundlage des Tomographiebildes berechnet. Allerdings paßt das Bild-Koordinatensystem nicht mit dem Rahmenkoordinatensystem überein. Aus diesem Grund muß die Entsprechung zwischen den zwei Koordinatensystemen hergestellt werden. Dazu muß das Rahmen-Koordinatensystem auf dem Bild erzeugt werden. Hierzu werden die Markierelemente 76 und 77 verwendet.

Die Markierelemente 76 und 77 werden zusammen mit dem Kopf tomographisch aufgenommen und als Markierungsbilder 76 und 77 in Verbindung mit der Schichtaufnahme des Kopfs angezeigt. Die Lagebeziehung zwischen den Markierungsbildern und der Schichtaufnahme des Kopfs ist die gleiche wie die zwischen Kopf und Markierungsbildern. Das Rahmen-Koordinatensystem wird auf dem Bild unter Zugrundelegung der Markierungsbilder 76 und 77 rekonstruiert. Der Ursprung I_0 des Rahmen-Koordinatensystems wird ermittelt als Schnittpunkt zwischen einer Linie, die das Markierungsbild 76-1 und das Markierungsbild 77-1 verbindet, und eine Linie, die das Markierungsbild 76-2 und das Markierungsbild 77-2 verbindet.

Die x - und y -Achse werden auf der Grundlage des rekonstruierten Ursprungs I_0 rekonstruiert. Die Koordinaten (x_0, y_0) des Operationsziels werden berechnet durch Messung mit einer Skala auf der Grundlage der x - und y -Achsen. Wenn das Tomographiebild und die Markierungsbilder im verkleinerten Maßstab dargestellt werden, wird ein Verkleinerungskoeffizient berücksichtigt. Diese Operationen können mit Hilfe eines Computerprogramms realisiert werden.

Die Koordinate (z_0) des Operationsziels T in dem Rahmen-Koordinatensystem wird nicht direkt auf dem Bild erhalten, sondern folgendermaßen: Die Markierelemente 76-3 und 77-3 sind gemäß Fig. 6 spiralförmig ausgebildet. Wenn sich daher die Punkte der Markierelemente 76-3 und 77-3 entlang der z -Achse ändern, ändern sich die Werte von x und y . Wenn die x - und y -Werte auf den Markierungsbildern 76-3 und 77-3 erhalten werden, läßt sich der z -Wert der das Operationsziel enthaltenden Schicht ermitteln. Es sei angenommen, der Winkel zwischen der Markierung 76-1, dem Ursprung I_0 und der Markierung 76-2 betrage N_0 , der Winkel, der definiert wird durch die Markierung 76-1, den Ursprung I_0 und die Markierung 76-3, betrage N_1 , und die Länge auf der z -Achse für die Markierung 76-1 oder 76-2 betrage 1. In diesem Fall ist der Winkel N_0 stets konstant. Wenn aber die Differenz zwischen dem z -Wert der Schicht und einem dem Scheitel des Kopfs entsprechenden klein wird, nimmt der Winkel N_1 ab. Wird die Differenz größer, nimmt der Winkel N_1 entsprechend zu. Daher läßt sich der z -Wert der Schicht erhalten durch das Verhältnis von N_1 zu N_0 . Der z -Wert der Schicht läßt sich also folgendermaßen darstellen:

Die Koordinaten (x_0, y_0, z_0) des Operationsziels T in dem Rahmen-Koordinatensystem lassen sich in der oben beschriebenen Weise erhalten. Der Chirurg führt die Sonde 68 in das Operationsziel ein, wobei er die oben erwähnten Koordinaten zugrunde legt. Wie eingangs erläutert, sind die Intensitätsverteilungen des Magnetfeldes des statischen Feldes und der Gradientenfelder in einem Kernspinresonanz-Gerät üblicherweise nicht gleichförmig. Das Ausmaß der Ungleichförmigkeit nimmt mit zunehmender Entfernung von der Mitte des

Magnetfelds zu. Bei dem herkömmlichen stereotaktischen Gerät gemäß Fig. 1 sind die Markierelemente 3 entlang der flachen imaginären Ebene angeordnet. Aus diesem Grund unterscheiden sich die Abstände zwischen der Mitte des Magnetfeldes und den Markierungsbildern 3-1, 3-2 und 3-3 voneinander. Ein Markierungsbild, welches relativ weit von der Mitte des Magnetfeldes entfernt ist, wird stärker verzerrt als eines, welches sich dicht in der Nähe der Mitte des Magnetfeldes befindet, und es wird demzufolge mit einem Positionsfehler dargestellt. Wie zum Beispiel durch gestrichelte Linien in Fig. 3 angedeutet ist, ist das Markierungsbild 3-1 verzerrt, was zu einem Positionsfehler führt.

Im Gegensatz dazu befinden sich sämtliche Markierelemente 76-1, 76-2, 76-3, 77-1, 77-2 und 77-3 auf der gekrümmten Fläche 78, die zur Kopfseite hin konkav ausgebildet ist. Aus diesem Grund sind sämtliche Markierelemente an solchen Winkelpositionen angeordnet, die bezüglich der Mitte des Magnetfeldes äquidistant sind. Wie aus einem Vergleich der Fig. 3 und 8 hervorgeht, befinden sich erfindungsgemäß sämtliche Markierelemente relativ nahe bei der Mitte des Magnetfeldes. Die Ungleichförmigkeit der Intensität des Magnetfeldes ist an den Stellen in der Nähe der Mitte des Magnetfeldes verringert. Die Verzerrung des Markierungsbildes gemäß der Erfindung ist im Vergleich zu der herkömmlichen Anordnung reduziert, und demzufolge sind auch Positionsfehler der Markierungsbilder unterdrückt oder verringert. Deshalb läßt sich das Rahmen-Koordinatensystem genau rekonstruieren und demzufolge lassen sich auch die Koordinaten des Operationsziels genau ermitteln.

Wie aus der obigen Beschreibung hervorgeht, erhöht sich die Ungleichförmigkeit der Magnetfeldstärke an einer Position fern von der Mitte des Magnetfeldes. Erfindungsgemäß befinden sich die Markierelemente in größtmöglicher Nähe des Kopfs. Weiterhin läuft die Achse 79 der imaginären gekrümmten Fläche 78, in der die Markierungen liegen, vorzugsweise durch die Mitte des Magnetfeldes.

Der Positionsfehler des rechten Markierungsbildes 3-1 in Fig. 3 bei dem herkömmlichen stereotaktischen Gerät sei verglichen mit einem Positionsfehler eines Markierungsbildes 76-1 gemäß der Erfindung. Das Ausmaß der Ungleichförmigkeit der Magnetfeldstärke ist proportional zu der vierten bis fünften Potenz des Radius bzw. des Abstandes von der Mitte des Magnetfeldes. Aus diesem Grund ist der Positionsfehler bei dem herkömmlichen Markierungsbild 3-1 dann $(\sqrt{2}r/r)^n = (\sqrt{2})^n$ ($n = 4$ bis 5) mal so groß wie bei dem Markierungsbild 3-3. Erfindungsgemäß jedoch sind sämtliche Markierungsbilder praktisch mit gleichem Abstand bezüglich der Mitte des Magnetfeldes angeordnet. Aus diesem Grund sind sämtliche Positionsfehler aller Markierungsbilder fast gleich groß. Erfindungsgemäß läßt sich der Positionsfehler des Markierungsbildes 76-1 auf $1/(\sqrt{2}r/2)^n = 1/(\sqrt{2})^n$ reduzieren im Vergleich zu dem herkömmlichen Markierungsbild 3-1.

Fig. 9A und 9B zeigen eine modifizierte Ausführungsform, bei welcher drei Aufnahmelehren 81, 82 und 83 vorhanden sind. Die Markierelemente 84 (84-1, 84-2 und 84-3), 85 (85-1, 85-2 und 85-3) und 86 (86-1, 86-2 und 86-3) besitzen bezüglich der Achse 79 gleiche Radien und befinden sich auf der gekrümmten Fläche 78, die in bezug auf den Kopf konkav angeordnet ist.

Fig. 9A und 9B zeigen die Abbildungen von drei Aufnahmelehren. Nach Fig. 9A wird der Ursprung des Rah-

men-Koordinatensystems (x, y, z) auf dem Bildschirm rekonstruiert. Die Markierungsbilder 84-1, 85-1 und 86-1 bilden ein erstes Dreieck 88. Markierungsbilder 84-2, 85-2 und 86-2 bilden ein zweites Dreieck 89. Der Ursprung I_0 des Rahmen-Koordinatensystems wird berechnet als Schwerpunkt des ersten Dreiecks 88 oder des zweiten Dreiecks 89. Alternativ kann der Ursprung I_0 des Rahmen-Koordinatensystems definiert werden als Schnittpunkt einer Linie, die die Markierungsbilder 84-1 und 85-2 verbindet, einer Linie, die die Markierungsbilder 85-1 und 86-2 verbindet, und einer Linie, die die Markierungsbilder 86-1 und 84-2 verbindet.

Nach Fig. 9B wird die Koordinate (z_0) der Schicht in dem Rahmen-Koordinatensystem berechnet. Wie bei dem oben beschriebenen Ausführungsbeispiel repräsentieren $(N_1/N_{01})_1$, $(N_2/N_{02})_1$ und $(N_3/N_{03})_1$ die Koordinate (z_0) der Schicht.

Die Anzahl von Markierungen bei diesem Ausführungsbeispiel ist 1,5mal so groß wie bei dem oben beschriebenen Ausführungsbeispiel. Deshalb läßt sich das Rahmen-Koordinatensystem auf dem Bildschirm noch genauer rekonstruieren wie bei dem obigen Ausführungsbeispiel. Die Koordinaten des Operationsziels lassen sich genau bestimmen. Vorzugsweise wird die Anzahl von Markierungen größer gewählt.

Fig. 10 bis 12 zeigen eine Ausführungsform eines stereotaktischen Geräts unter Verwendung eines Röntgenstrahl-CT-Geräts.

Fig. 10 zeigt ein typisches Röntgenstrahl-CT-Gerät der dritten Generation. Eine Röntgenstrahlquelle 111 dient zum Emittieren eines fächerförmigen Röntgenstrahls XB und ist mit einem Detektor 112, der bogenförmig angeordnete Detektorelemente gegenüber der Röntgenstrahlquelle 111 enthält, in einem Gerüst 110 angeordnet. Zwischen der Röntgenstrahlquelle 111 und dem Detektor 112 befindet sich ein Patient. Röntgenstrahlquelle 111 und Detektor 112 werden im Uhrzeigersinn gedreht, wobei die Röntgenstrahlquelle 111 stets dem Detektor 112 gegenüberliegt.

Eine Datenerfassungseinheit 120 integriert mit Hilfe von Detektorkanälen des Detektors 112 für jeden Röntgenstrahlweg Daten für durchgelassene Röntgenstrahlen. Die Datenerfassungseinheit 120 setzt die Röntgenstrahl-Transmissionsdaten um in ein Datensignal, welches digitale Projektionsdaten darstellt. Die digitalen Projektionsdaten sind somit für die weitere Verarbeitung aufbereitet.

Eine Bildrekonstruktionseinheit 120 empfängt Projektionsdaten für sämtliche Richtungen des Patienten von der Datenerfassungseinheit 120 und erzeugt ein Tomographiebild, welches das Ausmaß der Röntgenstrahlabsorption an einer Stelle der Röntgenstrahl-Durchlaßrichtung des Patienten widerspiegelt, zum Beispiel nach Maßgabe einer Filterkorrektur-Rückprojektion. Ein Vorprozessor 131 führt eine Vorverarbeitung der Daten durch, z.B. eine Gleichstromanteil-Korrektur der Projektionsdaten und eine Korrektur für Änderungen der Röntgenstrahlintensität. Eine Faltungseinrichtung 132 faltet die von dem Vorprozessor 131 korrigierten Projektionsdaten unter Verwendung eines Flecken-Regenerationsfilters in Einheiten von Projektionsrichtungen und vollzieht damit eine Zentrierung. Ein Rückprojektor 133 vollzieht eine Rückprojektion der Projektionsdaten im Bildspeicher 134, nachdem die Faltungseinrichtung 132 eine Faltung in jeder Richtung durchgeführt hat. Im Bildspeicher 134 wird ein Tomographiebild gespeichert.

Ein Bildwandler 140 setzt ein im Bildspeicher 134 ge-

speichertes Bild um in ein Videosignal, welches ein Dichtebild darstellt. Das Videosignal wird einer Anzeigeeinheit 150 zugeführt, so daß auf dieser Anzeigeeinheit das Tomographiebild dargestellt wird.

Eine Steuereinheit 160 enthält eine Systemsteuerung 161 zum Steuern des Gesamtbetriebs des Systems, eine Konsole 162, die es einer Bedienungsperson gestattet, Befehle einzugeben, eine Röntgenstrahlsteuerung 163 zum Steuern der Röntgenstrahlquelle 111 unter Steuerung der Systemsteuerung 161 und eine Abtaststeuerung 164 zum Steuern der Drehung des Gestells 110 und dergleichen.

Da die Röntgenstrahlquelle 111 und der Detektor 112 gedreht werden, zeigt die Anzeigeeinheit 150 das Bild auf einem kreisförmigen Anzeigeschirm an. Der gesamte fotografierte Bereich braucht nicht auf dem Schirm angezeigt zu werden, ein gewünschter Bereich des fotografierten Abschnitts reicht für die Anzeige aus. Aus diesem Grund wird das Bild vergrößert oder verkleinert, und das vergrößerte oder verkleinerte Bild wird auf dem Anzeigeschirm dargestellt. Ein zweidimensionales Bild setzt sich zusammen aus einer großen Anzahl kleiner Quadrate, sogenannter Bildelemente (Pixel), deren Dichten sich ändern.

Fig. 11 zeigt einen kreisförmigen Anzeigeschirm für ein tomographisches Bild eines Kopfs in Verbindung mit herkömmlichen Markierungsbildern. Um das Bild mit hoher Genauigkeit darzustellen, wird es vorzugsweise weitestgehend vergrößert, und es wird das vergrößerte Bild dargestellt (wenn die Anzahl von Bildelementen des dargestellten Bilds zunimmt, hat das Bild eine höhere Auflösung). Um das Rahmen-Koordinatensystem zu rekonstruieren, müssen die Markierungsbilder 3 auf dem Bildschirm dargestellt werden. Wie in Fig. 11 gezeigt ist, ist die Vergrößerung des Bildes derart eingestellt, daß sich die Markierungsbilder in der Nähe des Bildschirmrandes befinden.

Bei einem herkömmlichen stereotaktischen Gerät befinden sich die Markierungselemente 3 in einer flachen imaginären Ebene. Aus diesem Grund muß genügend Platz für die Markierungsbilder zwischen dem Tomographiebild des Kopfs und dem Rand des Bildschirms vorhanden sein. Dadurch reduziert sich unumgänglich die Vergrößerung des Bildes, so daß das Schnittbild des Kopfs und der Markierungsbilder in relativ kleiner Größe auf dem Schirm dargestellt werden (das heißt: das Schnittbild des Kopfs und die Lehren-Bilder werden von einer nur geringen Anzahl von Bildelementen gebildet). Das Schnittbild des Kopfs und die Markierungsbilder können also nicht mit hoher Auflösung dargestellt werden. Darüber hinaus sind die Markierungsbilder auf dem Bildschirm relativ klein (das Markierungsbild wird durch eine sehr geringe Anzahl von Bildelementen zusammengesetzt). Die Positionen der Markierungsbilder können nicht genau auf dem Bildschirm abgelesen werden. Demzufolge läßt sich das Rahmen-Koordinatensystem nicht exakt rekonstruieren.

Erfindungsgemäß jedoch befinden sich die Markierungselemente 76 und 77 auf einer gekrümmten Fläche 78, die bezüglich des Kopfs konkav geformt ist. Im Gegensatz zu dem herkömmlichen stereotaktischen Gerät braucht nicht viel Platz für die Markierungsbilder zwischen dem Tomographiebild des Kopfs und dem Rand des Bildes freigelassen zu werden. Daher kann man eine starke Vergrößerung des Bildes wählen, die gemäß Fig. 12 wesentlich größer ist als die in Fig. 11. Das Tomographiebild des Kopfs und die Markierungsbilder in Fig. 12 werden auf dem Bildschirm größer dargestellt

OS 38 31 278

13

14

als in Fig. 11 (Das Tomographiebild des Kopfs und die Markierungsbilder werden jeweils durch eine relativ große Anzahl von Bildelementen zusammengesetzt). Deshalb werden das Tomographiebild des Kopfs und die Markierungsbilder mit höherer Auflösung angezeigt. Weiterhin sind die Größen der Markierungsbilder auf dem Bildschirm beträchtlich, das heißt das Markierungsbild wird durch eine relativ große Anzahl von Bildelementen zusammengesetzt. Die Positionen der Markierungsbilder auf dem Bildschirm lassen sich exakt ablesen, so daß sich das Rahmen-Koordinatensystem exakt rekonstruieren läßt. Demzufolge kann man die Koordinaten des Operationsziels mit hoher Genauigkeit erhalten.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

Nummer:
Int. Cl.4:
Anmeldetag:
Offenlegungstag:

38 31 278
A 61 B 19/00
14. September 1988
23. März 1989

21

3831278

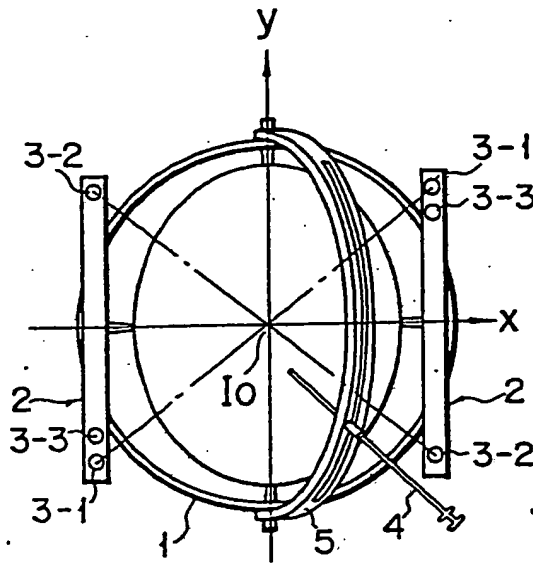


FIG. 1

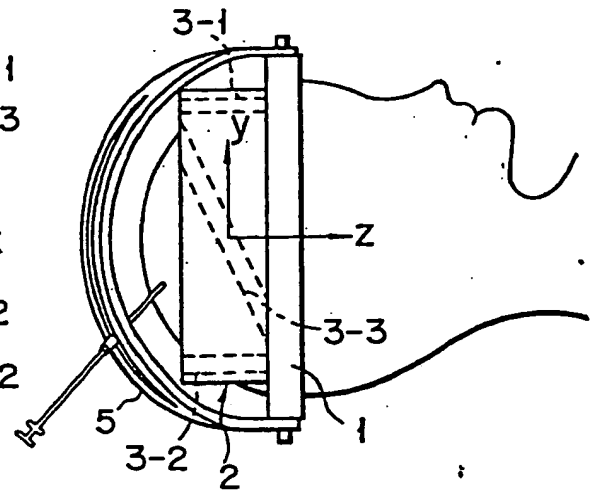


FIG. 2

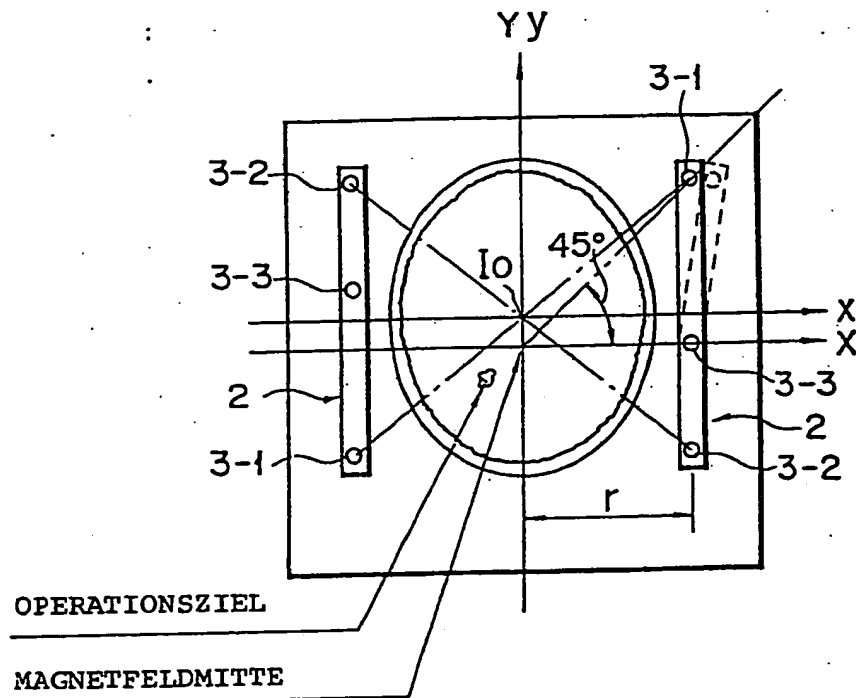


FIG. 3

27.11.82 2/7

2

3831278

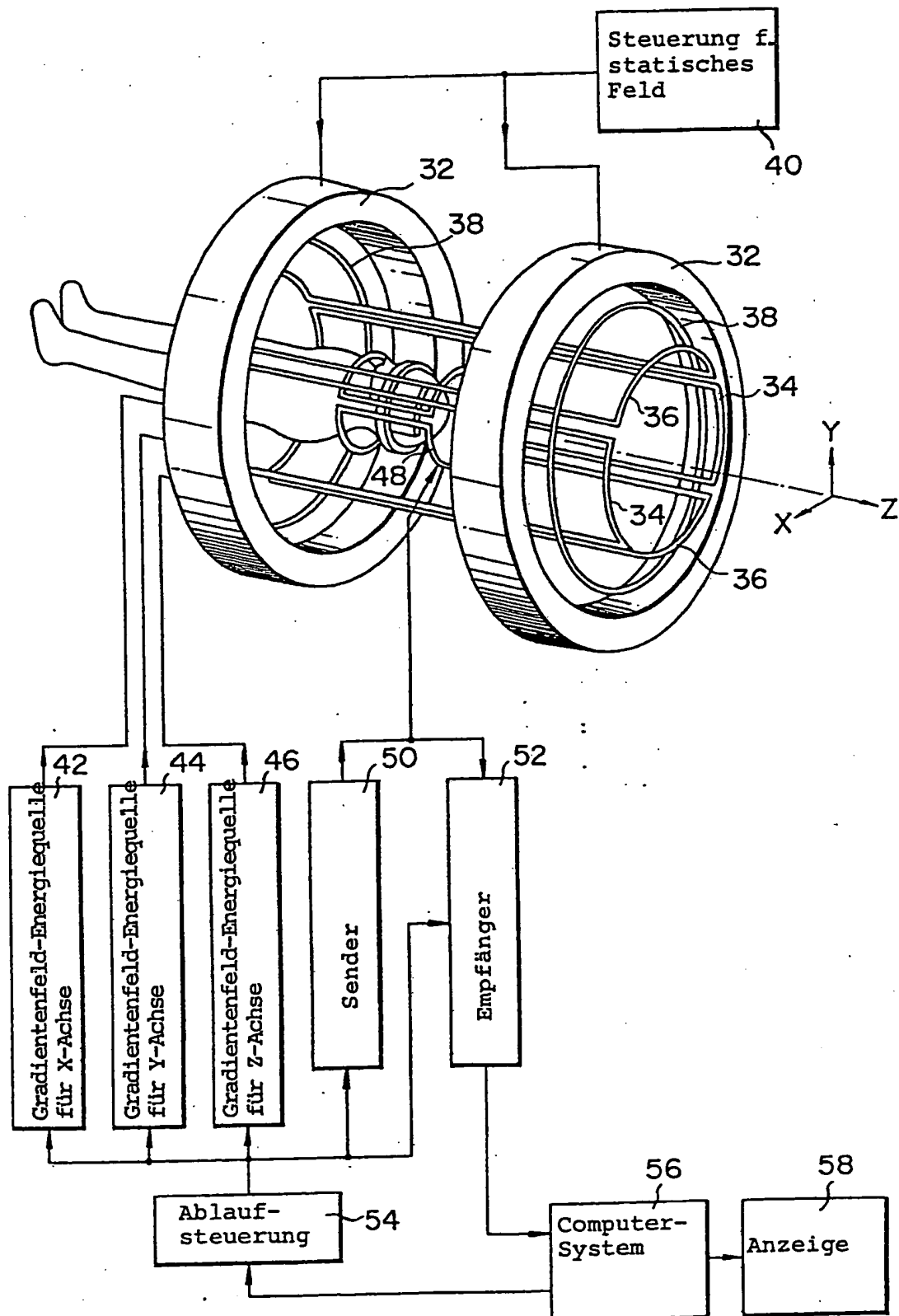


FIG. 4

28-28 7/3/7

28

3831278

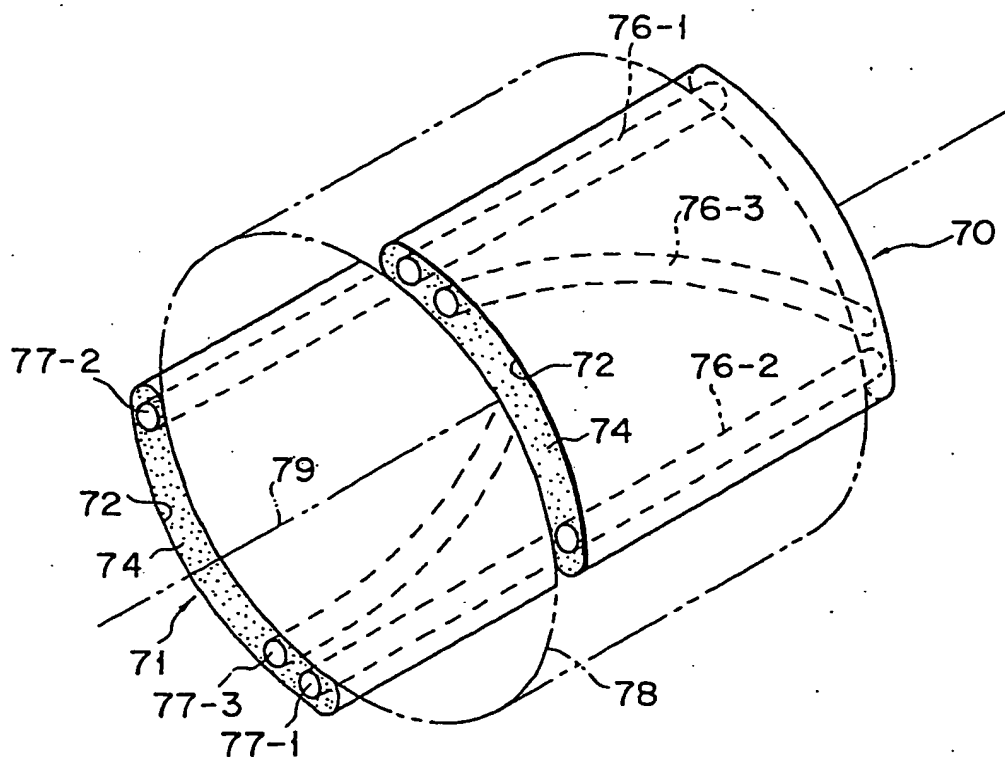
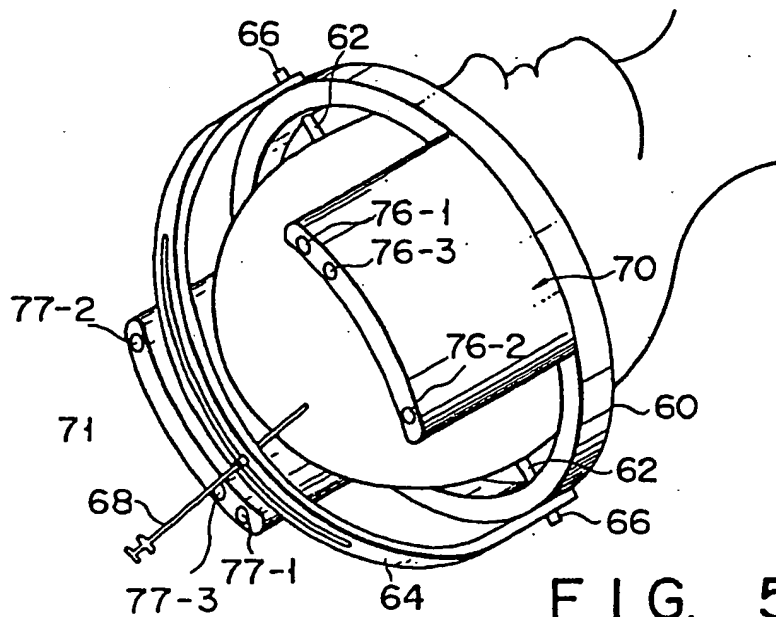


Fig. 129: 104/7

2

3831278

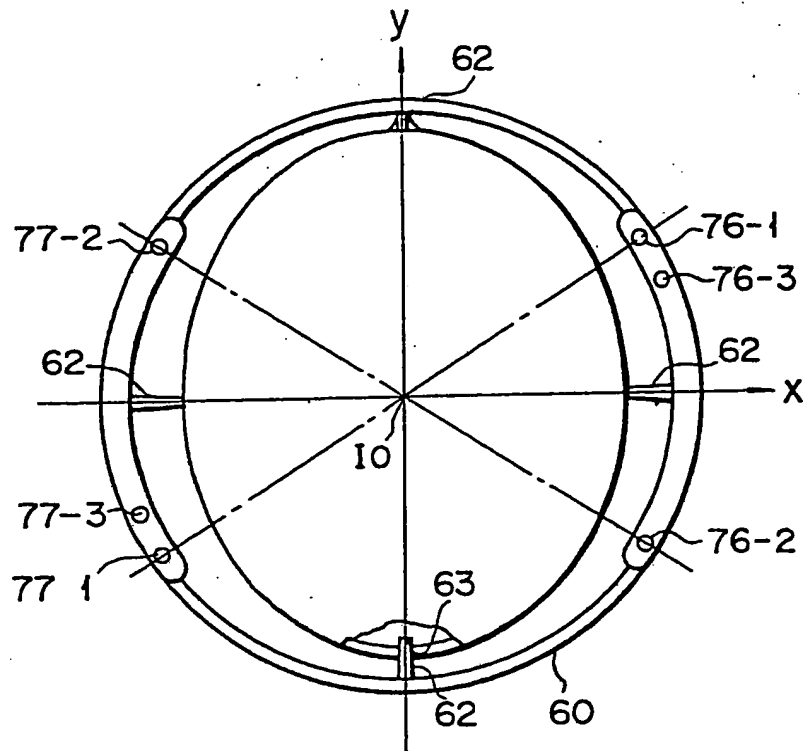


FIG. 7

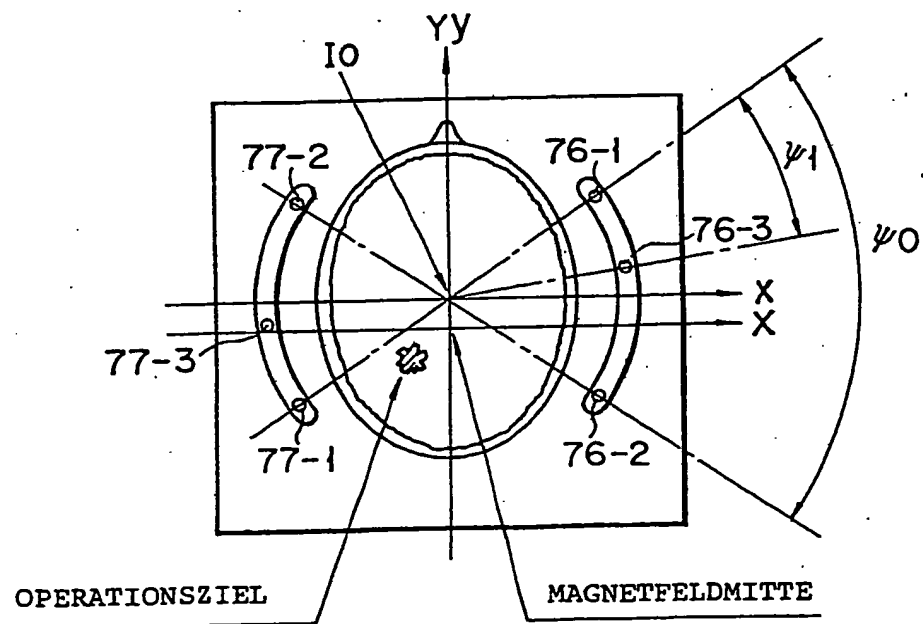


FIG. 8

30:1 5/1
30

3831278

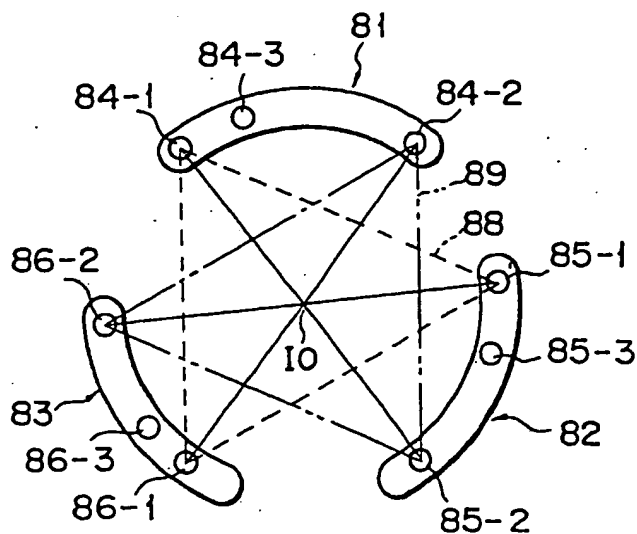


FIG. 9A

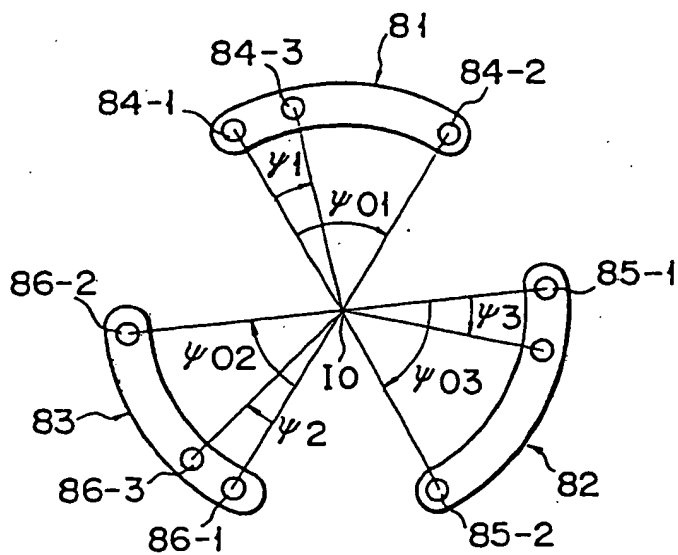


FIG. 9B

3831278

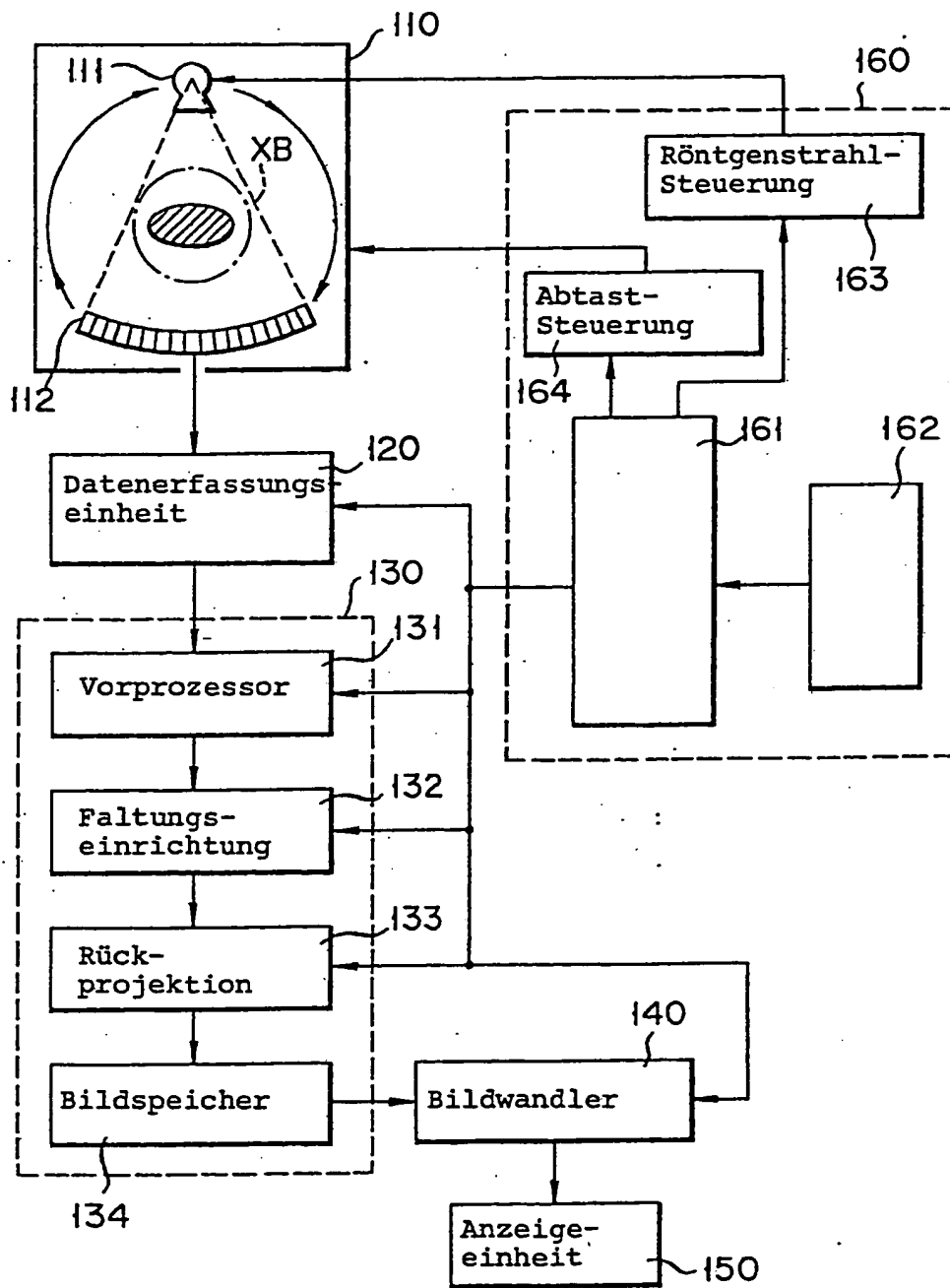
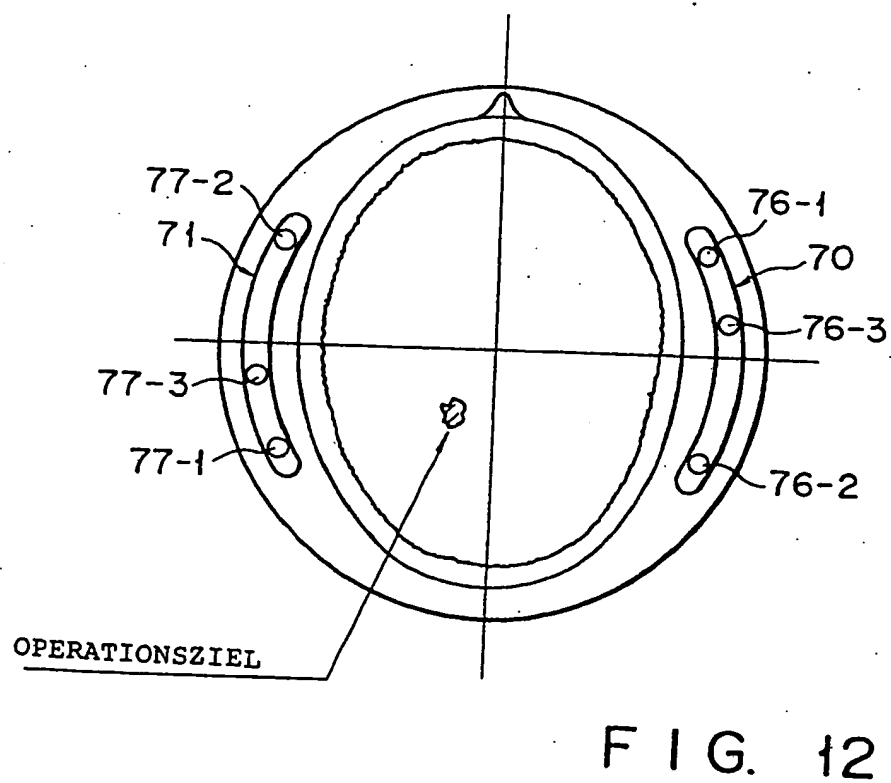
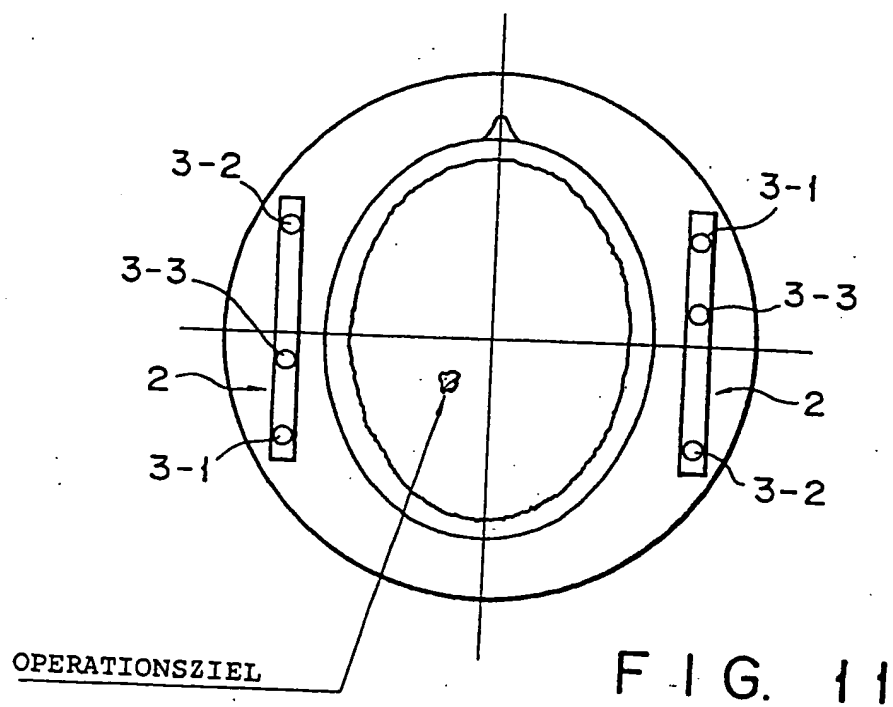


FIG. 10

Fig.: 132:279 7/7 32

3831278



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☒ **BLACK BORDERS**

☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☐ **FADED TEXT OR DRAWING**

☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER: _____**

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.